

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-074543

(43)Date of publication of application : 18.03.1997

(51)Int.Cl.

H04N 7/01

H03M 7/30

(21)Application number : 08-140956

(71)Applicant : SONY CORP

(22)Date of filing : 10.05.1996

(72)Inventor : KONDO TETSUJIRO  
FUJIMORI YASUHIRO  
NAKAYA HIDEO  
UCHIDA MASASHI

(30)Priority

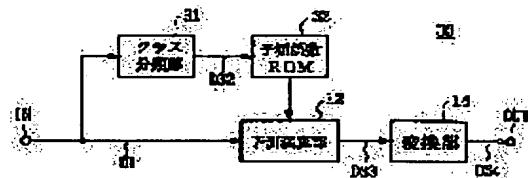
Priority number : 07188472- Priority date : 30.06.1995 Priority country : JP

## (54) IMAGE SIGNAL CONVERSION DEVICE AND METHOD

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To convert image data of low resolution into high resolution by sorting the input images into classes based on the level distribution pattern of the input images and also on the movements of the input images and generating the class codes.

SOLUTION: A class sorting part 31 detects the moving extents of input images based on the input SD image data D1 and sorts these images into classes in consideration of the detected moving extents. Then the part 31 generates the corresponding class data D32 and sends them to an estimated coefficient ROM 32. The class sorting part of a learning circuit sorts the SD image data into classes based on the image moving extents and calculates the estimated coefficients for every class and against 4 types of HD pixels. These calculated coefficients are stored in the ROM 32. An up-converter 30 reads out such highly accurate estimated coefficients in response to the data D32 and supplies these coefficients to an estimation calculation part 12 for generation of 4 types of HD pixels.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 06.02.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3669530

[Date of registration] 22.04.2005

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision]

BEST AVAILABLE COPY

of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-140956

(43)公開日 平成8年(1996)6月4日

(51)IntCl.<sup>6</sup>

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/055

5/05

A

G 0 6 T 1/00

7638-2J

A 6 1 B 5/ 05

3 8 0

G 0 6 F 15/ 62

3 9 0 B

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 16 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号

特願平6-280359

(22)出願日

平成6年(1994)11月15日

(71)出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社  
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72)発明者 池崎 吉和

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127  
ジーイー横河メディカルシステム株式会社  
内

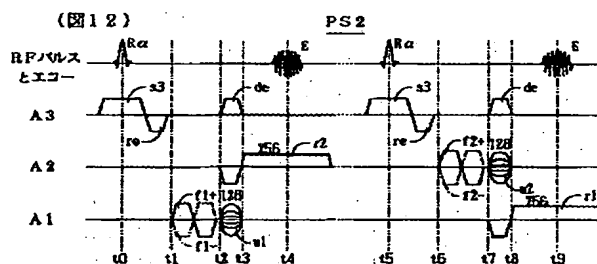
(74)代理人 弁理士 有近 紳志郎

(54)【発明の名称】 異方性流れ情報画像の処理方法および流れ情報のMRイメージング方法およびMRI装置

(57)【要約】 (修正有)

【目的】 MRアンジオグラフィーにおいて、流れの方向による血管抽出能の差を小さくする。

【構成】 実空間で直交する第1軸A1、第2軸A2、第3軸A3があるとき、第1軸A1方向にフローエコードパルス  $f1+$ 、 $f1-$ を加え且つリード方向データ数(256)よりワープ方向データ数(128)を少なくして異方性2次元k-空間のデータを収集し第1軸流れ情報画像を生成し、また、第2軸方向についても同様の手順を加え異方性2次元k-空間のデータを収集し第2軸流れ情報画像を生成し、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像とを合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情報のMRイメージング方法において、フローエコードパルスを加えた方向をワープ方向とし、それに直交する方向をリード方向としてデータを収集する。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 縦方向サイズと横方向サイズが異なる異方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする異方性流れ情報画像の処理方法であって、

前記異方性画素のサイズが小さい方の方向性を前記異方性画素のサイズが大きい方の方向性に対して相対的に強調する画像処理演算を行うことを特徴とする異方性流れ画像の処理方法。

【請求項2】 実空間で直交する第1軸および第2軸があるとき、第1軸方向にフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性2次元 $k$ -空間のデータを収集し第1軸流れ情報画像を生成し、また、第2軸方向にフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性2次元 $k$ -空間のデータを収集し第2軸流れ情報画像を生成し、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像とを合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情報のMRイメージング方法において、

第1軸方向をワープ方向とし第2軸方向をリード方向として第1軸流れ情報画像を生成し、第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワープ方向として第2軸流れ情報画像を生成することを特徴とする流れ情報のMRイメージング方法。

【請求項3】 実空間で直交する第1軸、第2軸および第3軸があるとき、第1軸方向にフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性3次元 $k$ -空間のデータを収集しデプス方向データ数分の第1軸流れ情報画像を生成し、また、第2軸方向にフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性3次元 $k$ -空間のデータを収集しデプス方向データ数分の第2軸流れ情報画像を生成し、また、第3軸方向にフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性3次元 $k$ -空間のデータを収集しデプス方向データ数分の第3軸流れ情報画像を生成し、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像と前記第3軸流れ情報画像とを合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情報のMRイメージング方法において、

第1軸方向をワープ方向とし第2軸方向をリード方向とし第3軸をデプス方向として第1軸流れ情報画像を生成し、第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワープ方向とし第3軸をデプス方向として第2軸流れ情報画像を生成し、第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワープ方向とし第3軸をデプス方向とし且つワープ方向データ数をリード方向データ数と同数に増やしその増やしたワープ方向データ数に応じてデプス方向データ数を減らして第3軸流れ情報画像を生成することを特徴とする流れ情報のMRイメージング方法。

2

【請求項4】 縦方向サイズと横方向サイズが異なる異方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする異方性流れ情報画像を生成するMRI装置において、

前記異方性画素のサイズが小さい方の方向性を前記異方性画素のサイズが大きい方の方向性に対して相対的に強調する画像処理演算を前記異方性流れ情報画像に対して行う演算手段を具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項5】 実空間で直交する第1軸および第2軸があるとき、第1軸方向または第2軸方向のいずれかにフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性2次元 $k$ -空間のデータを収集するデータ収集手段と、第1軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータから第1軸流れ情報画像を生成すると共に第2軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータから第2軸流れ情報画像を生成する流れ情報画像生成手段と、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像とを合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情報画像合成手段とを有するMRI装置において、

前記データ収集手段は、フローエンコードパルスを加えた方向をワープ方向とし、それに直交する方向をリード方向としてデータを収集することを特徴とするMRI装置。

【請求項6】 実空間で直交する第1軸、第2軸および第3軸があるとき、第1軸方向、第2軸または第3軸方向のいずれかにフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性3次元 $k$ -空間のデータを収集するデータ収集手段と、第1軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータからデプス方向データ数分の第1軸流れ情報画像を生成し、第2軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータからデプス方向データ数分の第2軸流れ情報画像を生成し、第3軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータからデプス方向データ数分の第3軸流れ情報画像を生成する流れ情報画像生成手段と、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像と前記第3軸流れ情報画像を合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情報画像合成手段とを有するMRI装置において、

前記データ収集手段は、第1軸方向にフローエンコードパルスを加え且つ第1軸方向をワープ方向とし第2軸方向をリード方向とし第3軸をデプス方向としてデータを収集し、第2軸方向にフローエンコードパルスを加え且つ第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワープ方向とし第3軸をデプス方向としてデータを収集し、第3軸方向にフローエンコードパルスを加え且つ第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワープ方向とし第3軸をデプス方向とし且つワープ方向データ数をリード方向データ数と同数に増やしその増やしたワープ方向データ数に応じてデプス方向データ数を減らしてデータを収集する

ことを特徴とするMRI装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、異方性流れ情報画像の処理方法および流れ情報のMRIイメージング方法およびMRI装置に関する。さらに詳しくは、流れの方向による血管抽出能の差を小さくすることが出来る異方性流れ情報画像の処理方法および流れ情報のMRIイメージング方法およびMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図25は、MRI装置における2次元PCアンジオグラフィー (Phase Contrast Angiography) のパルスシーケンスの一例である。A1、A2、A3は、実空間で直交する第1軸、第2軸および第3軸である。これら第1軸A1、第2軸A2、第3軸A3は、スライス位置に従属している。すなわち、第1軸A1、第2軸A2はスライス面に平行な軸であり、第3軸はスライス面に直交する軸である。これに対して、後述する勾配磁場コイルのX軸、Y軸、Z軸は、スライス位置とは独立である。第1軸A1、第2軸A2、第3軸A3を勾配磁場コイルの3軸X、Y、Zと一致させたとき、スライス面とZ軸とは直交する。このパルスシーケンスPS1では、タイミングt0に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt1に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエコードパルスf1+を第1軸A1に印加する。次に、タイミングt2に、ワーブ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エコードを行う。次に、タイミングt4に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配w1を変えつつワーブ方向データ数(例えば、128)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)分のデータを収集する。そして、そのデータから第1軸正方向画像を生成する。なお、図中のreはリフェーズ勾配である。また、deはディフェーズ勾配である。次に、フローエコードパルスf1+の代りに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエコードパルスf1-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)分のデータを収集する。そして、そのデータから第1軸負方向画像を生成する。次に、前記第1軸正方向画像と前記第1軸負方向画像の差をとり、第1軸流れ情報画像(図27参照)を生成する。

【0003】次に、タイミングt5に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミン

グt6に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエコードパルスf2+を第2軸A2に印加する。次に、タイミングt7に、ワーブ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エコードを行う。次に、タイミングt9に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配w1を変えつつワーブ方向データ数(例えば、128)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)分のデータを収集する。そして、そのデータから第2軸正方向画像を生成する。次に、フローエコードパルスf2+の代りに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエコードパルスf2-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)分のデータを収集する。そして、そのデータから第2軸負方向画像を生成する。次に、前記第2軸正方向画像と前記第2軸負方向画像の差をとり、第2軸流れ情報画像(図28参照)を生成する。

【0004】最後に、前記第1軸流れ情報画像(図27参照)と第2軸流れ情報画像(図28参照)とを合成し、合成流れ情報画像(図29参照)を生成する。

【0005】図26は、第1軸A1方向の流れ及び第2軸A2方向の流れの在る被検体を表している。この被検体に対して上記パルスシーケンスPS1を適用すると、図27に示すような第1軸流れ情報画像(第1軸A1方向の流れが描出される)および図28に示すような第2軸流れ情報画像(第2軸A2方向の流れが描出される)が得られる。そして、第1軸流れ情報画像と第2軸流れ情報画像の合成により、図29に示すような合成流れ情報画像(第1軸A1方向の流れ及び第2軸A2方向の流れが描出される)が得られる。

【0006】図30は、従来のMRI装置における3次元PCアンジオグラフィーのパルスシーケンスの一例である。このパルスシーケンスPS54では、タイミングt0に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt1に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエコードパルスf1+を第1軸A1に印加する。次に、タイミングt2に、ワーブ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エコードを行う。同時に、デプス勾配d3を第3軸A3に印加して位相エコードを行う。次に、タイミングt4に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配w1およびデプス勾配d3を変えつつワーブ方向データ数(例えば、128)

×デプス方向データ数(例えば、64)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第1軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルス $f_{1+}$ の代わりに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス $f_{1-}$ を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第1軸負方向画像を生成する。次に、デプス方向について対応する第1軸正方向画像と第1軸負方向画像の差をとり、デプス方向データ数分の第1軸流れ情報画像を生成する。図31は、これらの第1軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

【0007】図30に戻り、タイミング $t_5$ に、RFパルス $R\alpha$ を印加し且つスライス勾配 $s_3$ を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミング $t_6$ に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス $f_{2+}$ を第2軸A2に印加する。次に、タイミング $t_7$ に、ワーブ勾配 $w_1$ を第1軸A1に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配 $d_3$ を第3軸A3に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミング $t_9$ に、リード勾配 $r_2$ を第2軸A2に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配 $w_1$ およびデプス勾配 $d_3$ を変えつつワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第2軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルス $f_{2+}$ の代わりに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス $f_{2-}$ を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第2軸負方向画像を生成する。次に、デプス方向について対応する第2軸正方向画像と第2軸負方向画像の差をとり、デプス方向データ数分の第2軸流れ情報画像を生成する。図31は、これらの第2軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

【0008】図30に戻り、タイミング $t_{10}$ に、RFパルス $R\alpha$ を印加し且つスライス勾配 $s_3$ を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次

に、タイミング $t_{11}$ に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス $f_{3+}$ を第3軸A3に印加する。次に、タイミング $t_{12}$ に、ワーブ勾配 $w_1$ を第1軸A1に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配 $d_3$ を第3軸A3に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミング $t_{14}$ に、リード勾配 $r_2$ を第2軸A2に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配 $w_1$ およびデプス勾配 $d_3$ を変えつつワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第3軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルス $f_{3+}$ の代わりに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス $f_{3-}$ を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第3軸負方向画像を生成する。次に、デプス方向について対応する第3軸正方向画像と第3軸負方向画像の差をとり、デプス方向データ数分の第3軸流れ情報画像を生成する。図31は、これらの第3軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

【0009】最後に、デプス方向について対応する第1軸流れ情報画像と第2軸流れ情報画像と第3軸流れ情報画像とを合成し、デプス方向データ数分の合成流れ情報画像を生成する。図31は、これらの合成流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】上記パルスシーケンスPS1では、分解能を上げるためにリード方向データ数(例えば、256)を多くし、一方、スキャン時間を短縮するためにワーブ方向データ数(例えば、128)を少なくしている。このため、リード方向に対応する実空間軸方向の分解能とワーブ方向に対応する実空間軸方向の分解能に差が生じ、流れの方向によって血管抽出能に差が生じる問題点がある。例えば、図29では、リード方向に対応する第1軸A1方向の血管は良く描出されるが、ワーブ方向に対応する第2軸A2方向の血管は描出され難くなっている。

【0011】同様に、上記パルスシーケンスPS54でも、分解能を上げるためにリード方向データ数(例えば、256)を多くし、スキャン時間を短縮するためにワーブ方向データ数(例えば、128)を少なくしている。このため、リード方向に対応する実空間軸方

向の分解能とワープ方向に対応する実空間軸方向の分解能に差が生じ、流れの方向によって血管抽出能に差が生じる問題点がある。なお、上記では、PCアンジオグラフィーを説明したが、TOFアンジオグラフィー (Time Of Flight Angiography) でも同様である。そこで、この発明の目的は、流れの方向による血管抽出能の差を小さくすることが出来る異方性流れ情報画像の処理方法および流れ情報のMRイメージング方法およびMRI装置を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、この発明は、縦方向サイズと横方向サイズが異なる異方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする異方性流れ情報画像の処理方法であって、前記異方性画素のサイズが小さい方の方向性を前記異方性画素のサイズが大きい方の方向性に対して相対的に強調する画像処理演算を行うことを特徴とする異方性流れ画像の処理方法を提供する。

【0013】第2の観点では、この発明は、実空間で直交する第1軸および第2軸があるとき、第1軸方向にフ  
ローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性2次元k-空間のデータを収集し第1軸流れ情報画像を生成し、また、第2軸方向にフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性2次元k-空間のデータを収集し第2軸流れ情報画像を生成し、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像とを合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情報のMRイメージング方法において、第1軸方向をワープ方向とし第2軸方向をリード方向として第1軸流  
れ情報画像を生成し、第1軸方向をリード方向とし第2  
軸方向をワープ方向として第2軸流れ情報画像を生成す  
ることを特徴とする流れ情報のMRイメージング方法を  
提供する。

【0014】第3の観点では、この発明は、実空間で直交する第1軸、第2軸および第3軸があるとき、第1軸方向にフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性3次元k-空間のデータを収集しデプス方向データ数分の第1軸流れ情報画像を生成し、また、第2軸方向にフ  
ローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワ  
ープ方向データ数を少なくして異方性3次元k-空間の  
データを収集しデプス方向データ数分の第2軸流れ情報  
画像を生成し、また、第3軸方向にフローエンコードパ  
ルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向デー  
タ数を少なくして異方性3次元k-空間のデータを収集  
しデプス方向データ数分の第3軸流れ情報画像を生成  
し、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像  
と前記第3軸流れ情報画像とを合成して合成流れ情報  
画像を生成する流れ情報のMRイメージング方法におい

て、第1軸方向をワープ方向とし第2軸方向をリード方向とし第3軸をデプス方向として第1軸流れ情報画像を生成し、第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワープ方向とし第3軸をデプス方向として第2軸流れ情報画像を生成し、第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワープ方向とし第3軸をデプス方向とし且つワープ方向データ数をリード方向データ数と同数に増やしその増やしたワープ方向データ数に応じてデプス方向データ数を減らして第3軸流れ情報画像を生成することを特徴とする流れ情報のMRイメージング方法を提供する。

【0015】第4の観点では、この発明は、縦方向サイズと横方向サイズが異なる異方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする異方性流れ情報画像を生成するMRI装置において、前記異方性画素のサイズが小さい方の方向性を前記異方性画素のサイズが大きい方の方向性に対して相対的に強調する画像処理演算を前記異方性流れ情報画像に対して行う演算手段を具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。

【0016】第5の観点では、この発明は、実空間で直交する第1軸および第2軸があるとき、第1軸方向または第2軸方向のいずれかにフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくして異方性2次元k-空間のデータを収集するデータ収集手段と、第1軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータから第1軸流れ情報画像を生成すると共に第2軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータから第2軸流れ情報画像を生成する流れ情報画像生成手段と、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像とを合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情報画像合成手段とを有するMRI装置において、前記データ収集手段は、フローエンコードパルスを加えた方向をワープ方向とし、それに直交する方向をリード方向としてデータを収集することを特徴とするMRI装置を提供する。

【0017】第6の観点では、この発明は、実空間で直交する第1軸、第2軸および第3軸があるとき、第1軸方向、第2軸または第3軸方向のいずれかにフローエンコードパルスを加え且つリード方向データ数よりワープ方向データ数を少なくし且つワープ方向データ数よりデプス方向データ数を少なくして異方性3次元k-空間のデータを収集するデータ収集手段と、第1軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータからデプス方向データ数分の第1軸流れ情報画像を生成し、第2軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータからデプス方向データ数分の第2軸流れ情報画像を生成し、第3軸方向にフローエンコードパルスを加えて収集したデータからデプス方向データ数分の第3軸流れ情報画像を生成する流れ情報画像生成手段と、前記第1軸流れ情報画像と前記第2軸流れ情報画像と前記第3軸流れ情報画像を合成して合成流れ情報画像を生成する流れ情

報画像合成手段とを有するMRI装置において、前記データ収集手段は、第1軸方向にフローエコードパルスを加え且つ第1軸方向をワーブ方向とし第2軸方向をリード方向とし第3軸をデプス方向としてデータを収集し、第2軸方向にフローエコードパルスを加え且つ第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワーブ方向とし第3軸をデプス方向としてデータを収集し、第3軸方向にフローエコードパルスを加え且つ第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワーブ方向とし第3軸をデプス方向とし且つワーブ方向データ数をリード方向データ数と同数に増やしその増やしたワーブ方向データ数に応じてデプス方向データ数を減らしてデータを収集することを特徴とするMRI装置を提供する。

【0018】

【作用】上記第1の観点による異方性流れ情報画像の処理方法および上記第4の観点によるMRI装置では、異方性画素のサイズが小さい方の方向性を、異方性画素のサイズが大きい方の方向性に対して、強調する画像処理演算を行うようにした。この画像処理演算としては、後述する線検出テンプレート (Template) を用いる画像処理演算や、最大値フィルタや最小値フィルタを用いる画像処理演算が挙げられる。この画像処理演算により分解能の差が均されるため、流れの方向による血管抽出能の差を小さくすることが出来る。

【0019】上記第2の観点によるMRIイメージング方法および上記第5の観点によるMRIイメージング装置では、第1軸または第2軸にフローエコードパルスを加え、リード方向データ数よりワーブ方向データ数を少なくして異方性2次元k-空間のデータを収集するが、その際に、フローエコードパルスを加えた方向をワーブ方向とし、それに直交する方向をリード方向とするようにした。この結果、第1軸方向の流れのMRIイメージング時には第2軸方向の分解能が高くなり、第2軸方向の流れのMRIイメージング時には第1軸方向の分解能が高くなる。すなわち、常に血管の径方向の分解能が高くなるため、流れの方向による血管抽出能の差を小さくすることが出来る。

【0020】上記第3の観点によるMRIイメージング方法および上記第6の観点によるMRIイメージング装置では、第1軸または第2軸にフローエコードパルスを加え、リード方向データ数よりワーブ方向データ数を少なくして異方性3次元k-空間のデータを収集するが、その際に、フローエコードパルスを加えた方向をワーブ方向とし、それに直交する方向をリード方向とするようにした。また、第3軸にフローエコードパルスを加えて、異方性3次元k-空間のデータを収集するが、その際に、リード方向データ数と同数にワーブ方向データ数を増やし、その増やした分に応じてデプス方向データ数を減らすようにした。この結果、第1軸方向の流れのMRIイメージング時には第2軸方向の分解能が高くなり、

第2軸方向の流れのMRIイメージング時には第1軸方向の分解能が高くなる。また、第3軸方向の流れのMRIイメージング時には第1軸方向および第2軸方向の分解能が高くなる。すなわち、常に血管の径方向の分解能が高くなるため、流れの方向による血管抽出能の差を小さくすることが出来る。さらに、第3軸方向の流れのMRIイメージング時にワーブ方向データ数を増やした分に応じてデプス方向データ数を減らすようにしたため、スキャン時間の延長を抑制できるようになる。

【0021】

【実施例】以下、図に示す実施例によりこの発明をさらに詳しく説明する。なお、これによりこの発明が限定されるものではない。

—第1実施例—

第1実施例は、この発明の異方性流れ情報画像の処理方法およびその方法を実施するMRI装置の実施例である。図1は、この発明の一実施例のMRI装置100のブロック図である。このMRI装置100において、マグネットアセンブリ1は、内部に被検体を挿入するための空間部分(孔)を有し、この空間部分を取りまくようにして、被検体に一定の主磁場を印加する主磁場コイルと、勾配磁場を発生するための勾配磁場コイル(勾配磁場コイルは、実空間で直交する3軸X、Y、Zの各コイルを備えている。)と、被検体内の原子核のスピンを励起するためのRFパルスを印加する送信コイルと、被検体からのNMR (Nuclear Magnetic Resonance) 信号を検出する受信コイル等が配置されている。主磁場コイル、勾配磁場コイル、送信コイルおよび受信コイルは、それぞれ主磁場電源2、勾配磁場駆動回路3、RF電力増幅器4および前置増幅器5に接続されている。

【0022】シーケンス記憶回路8は、計算機7からの指令に従い、スピン・ワーブ法等のシーケンスに基づいて、勾配磁場駆動回路3を操作し、前記マグネットアセンブリ1の勾配磁場コイルから勾配磁場を発生させると共に、ゲート変調回路9を操作し、RF発振回路10からの高周波出力信号を所定タイミング・所定包絡線のパルス状信号に変調し、それをRFパルスとしてRF電力増幅器4に加え、RF電力増幅器4でパワー増幅した後、前記マグネットアセンブリ1の送信コイルに印加し、所望のスライス領域を選択励起する。

【0023】前置増幅器5は、マグネットアセンブリ1の受信コイルで検出された被検体からのNMR信号を増幅し、位相検波器12に入力する。位相検波器12は、RF発振回路10の出力を参照信号とし、前置増幅器5からのNMR信号を位相検波して、A/D変換器11に与える。A/D変換器11は、位相検波後のアナログ信号をデジタル信号に変換して、計算機7に入力する。計算機7は、A/D変換器11からのデジタル信号に対する画像再構成演算を行い、スライス領域のイメージ(プロトン密度像)を生成する。このイメージは、表示



装置6にて表示される。また、計算機7は、操作卓13から入力された情報を受け取るなどの全体的な制御を受け持つ。

【0024】この発明の異方性流れ情報画像の処理方法は、計算機7の制御により実行される。すなわち、計算機7が、異方性画素のサイズが小さい方の方向性を異方性画素のサイズが大きい方の方向性に対して相対的に強調する画像処理演算を異方性流れ情報画像に対して行う演算手段として機能する。

【0025】図2は、MRI装置100において2次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスである。このパルスシーケンスPS1では、タイミングt0に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt1に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf1+を第1軸A1に印加する。次に、タイミングt2に、ワープ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt4に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワープ勾配w1を変えつつワープ方向データ数（例えば、128）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256） $\times$ ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第1軸正方向画像を生成する。なお、図中のreはリフェーズ勾配である。また、deはディフェーズ勾配である。次に、フローエンコードパルスf1+の代りに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf1-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数（例えば、256） $\times$ ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第1軸負方向画像を生成する。次に、前記第1軸正方向画像と前記第1軸負方向画像の差をとり、第1軸流れ情報画像（図4参照）を生成する。

【0026】次に、タイミングt5に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt6に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf2+を第2軸A2に印加する。次に、タイミングt7に、ワープ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt9に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワープ勾配w1を変えつつワープ方向データ数（例えば、128）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256） $\times$ ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集

する。そして、そのデータから第2軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルスf2+の代りに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf2-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数（例えば、256） $\times$ ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第2軸負方向画像を生成する。次に、前記第2軸正方向画像と前記第2軸負方向画像の差をとり、第2軸流れ情報画像（図5参照）を生成する。

【0027】最後に、前記第1軸流れ情報画像（図4参照）と第2軸流れ情報画像（図5参照）とを合成し、合成流れ情報画像（図6参照）を生成する。通常、x方向の流れ画像をX、y方向の流れ画像をYとすると、合成演算は $(X^2 + Y^2)^{1/2}$ が一般的であるが、簡単のため $(X + Y)$ とする。

【0028】図3は、第1軸A1方向の流れ及び第2軸A2方向の流れの在る被検体を表している。この被検体に対して上記パルスシーケンスPS1を適用すると、図4に示すような第1軸流れ情報画像（第1軸A1方向の流れが描出される）および図5に示すような第2軸流れ情報画像（第2軸A2方向の流れが描出される）が得られる。そして、第1軸流れ情報画像と第2軸流れ情報画像の合成により、図6に示すような合成流れ情報画像（第1軸A1方向の流れ及び第2軸A2方向の流れが描出される）が得られる。この合成流れ情報画像は、縦方向サイズと横方向サイズが異なる異方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする異方性流れ情報画像である。この例では、縦方向（第2軸A2方向）の画素サイズが小さく、横方向（第1軸A1方向）の画素サイズが大きい。

【0029】計算機7は、合成流れ情報画像に対して、縦方向（異方性画素のサイズが小さい方）の方向性を横方向（異方性画素のサイズが大きい方）の方向性に対して強調する画像処理演算を行う。例えば、図7に示す縦方向の線検出テンプレートg1を用いて、次の画像処理演算を行う。

$$I(i, j) = f(i, j) + \alpha \cdot \text{temp}\{g1, f(i, j)\}$$

但し、 $I(i, j)$ は、処理後の合成流れ情報画像における座標 $(i, j)$ の画素値。iは、第1軸A1方向の座標値。jは、第2軸A2方向の座標値。また、 $f(i, j)$ は、処理前の合成流れ情報画像における座標 $(i, j)$ の画素値。 $\alpha$ は経験的に定める係数。 $\text{temp}\{g1, f(i, j)\}$ は、次の演算である。

$$\text{temp}\{g1, f(i, j)\} = f(i, j) + f(i, j-1) + f(i, j+1)$$

図8に、 $\alpha = 1$ として上記画像処理演算を図6の合成流れ情報画像に対して行った結果の合成流れ情報画像を示す。図8と図6とを比較すると、処理後の合成流れ情報

画像では、処理前の合成流れ情報画像よりも、流れの方向による血管抽出能の差が小さくなっていることが判る。

#### 【0030】-第1実施例の変形例-

計算機7は、異方性画素のサイズが小さい方の軸に対する流れ情報画像に対して、異方性画素のサイズが小さい方の方向性を異方性画素のサイズが大きい方の方向性に対して強調する画像処理演算を行う。例えば、図7に示す縦方向の線検出テンプレートg1を用いて、次の画像処理演算を行う。

$$E(i, j) = \text{temp} \{g1, e(i, j)\}$$

但し、 $E(i, j)$ は、処理後の流れ情報画像における座標 $(i, j)$ の画素値。 $i$ は、第1軸A1方向の座標値。 $j$ は、第2軸A2方向の座標値。 $e(i, j)$ は、処理前の流れ情報画像における座標 $(i, j)$ の画素値である。そして、異方性画素のサイズが大きい方の軸に対する流れ情報画像と上記処理後の流れ情報画像とを合成して、合成流れ情報画像を求める。

【0031】図9に、上記画像処理演算を図5の第2軸流れ情報画像（異方性画素のサイズが小さい縦方向の流れの画像）に対して行った結果の第2軸流れ情報画像を示す。また、図10に、図4の第1軸流れ情報画像と図9の第2軸流れ情報画像を合成した合成流れ情報画像を示す。図10と図6とを比較すると、処理後の合成流れ情報画像では、処理前の合成流れ情報画像よりも、流れの方向による血管抽出能の差が小さくなっていることが判る。

#### 【0032】-第1実施例の他の変形例-

図11に示すような線検出テンプレートg2を用いてもよい。次の画像処理演算を行ってもよい。

$$I(i, j) = f(i, j) \cdot \alpha \cdot \text{temp} \{g1, f(i, j)\}$$

あるいは、

$$I(i, j) = \alpha \cdot \text{temp} \{g1, f(i, j)\}$$

また、TOFアンジオグラフィーや3次元アンジオグラフィーにより得た異方性流れ情報画像に対して上記画像処理演算を行ってもよい。

#### 【0033】-第2実施例-

第2実施例は、この発明の流れ情報のMRIイメージング方法（2次元）およびその方法を実施するMRI装置の実施例である。第2実施例のMRI装置は、上記MRI装置100と同様の構成である。この発明の流れ情報のMRIイメージング方法（2次元）は、計算機7の制御により実行される。すなわち、計算機7が、フローエンコードパルスを加えた方向をワープ方向とし、それに直交する方向をリード方向としてデータを収集するデータ収集手段として機能する。

【0034】図12は、MRI装置100において2次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスである。このパルスシーケンスPS2では、タイミングt0

に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt1に、極性が正から負へ反転するパイポーラパルスのフローエンコードパルスf1+を第1軸A1に印加する。次に、タイミングt2に、ワープ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt4に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワープ勾配w1を変えつつワープ方向データ数（例えば、128）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256）×ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第1軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルスf1+の代りに、極性が負から正へ反転するパイポーラパルスのフローエンコードパルスf1-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数（例えば、256）×ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第1軸負方向画像を生成する。次に、前記第1軸正方向画像と前記第1軸負方向画像の差をとり、第1軸流れ情報画像（図14参照）を生成する。

【0035】次に、タイミングt5に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt6に、極性が正から負へ反転するパイポーラパルスのフローエンコードパルスf2+を第2軸A2に印加する。次に、タイミングt7に、ワープ勾配w2を第2軸A2に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt9に、リード勾配r1を第1軸A1に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワープ勾配w2を変えつつワープ方向データ数（例えば、128）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256）×ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第2軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルスf2+の代りに、極性が負から正へ反転するパイポーラパルスのフローエンコードパルスf2-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数（例えば、256）×ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第2軸負方向画像を生成する。次に、前記第2軸正方向画像と前記第2軸負方向画像の差をとり、第2軸流れ情報画像（図16参照）を生成する。

【0036】最後に、前記第1軸流れ情報画像（図14参照）と第2軸流れ情報画像（図16参照）とを合成し、合成流れ情報画像（図17参照）を生成する。

【0037】図13、図15は、第1軸A1方向の流れ及び第2軸A2方向の流れの在る被検体を表している。この被検体に対して上記パルスシーケンスPS2を適用すると、図14に示すような第1軸流れ情報画像（第1軸A1方向の流れが描出される）および図16に示すような第2軸流れ情報画像（第2軸A2方向の流れが描出される）が得られる。これら第1軸流れ情報画像および第2軸流れ情報画像では、描出される流れ方向に直交する方向（血管の径方向）の分解能が高くなっている。そして、第1軸流れ情報画像と第2軸流れ情報画像の合成により、図17に示すような合成流れ情報画像（第1軸A1方向の流れ及び第2軸A2方向の流れが描出される）が得られる。この合成流れ情報画像は、縦方向サイズと横方向サイズが同じ等方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする等方性流れ情報画像である。すなわち、流れの方向による血管抽出能の差がなくなっている。

【0038】なお、上記パルスシーケンスPS2により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間Tは、

$T = 2 \times (128 + 128) \times TR = 512 \cdot TR$   
である。但し、2は、正方向と負方向のフローエンコード。128+128は、第1軸A1についてのワープ方向データ数と第2軸A2についてのワープ方向データ数。TRは、繰り返し時間。上記スキャン時間Tは、従来のパルスシーケンスPS1により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間と同じである。

#### 【0039】-第2実施例の変形例-

図18は、MRI装置100において2次元PCアンジ  
30 グラフィーを得る別のパルスシーケンスである。このパルスシーケンスPS3では、タイミングt0に、RFパルスRαを印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt1に、極性が正から負へ反転するパイポーラパルスのフローエンコードパルスf1+を第1軸A1に印加する。次に、タイミングt2に、ワープ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt4に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、  
40 リード方向データ数分のデータを収集する。これをワープ勾配w1を変えつつワープ方向データ数（例えば、128）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256）×ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第1軸正方向画像を生成する。

【0040】次に、タイミングt5に、RFパルスRαを印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミン  
50 グt6に、極性が正から負へ反転するパイポーラパルス

のフローエンコードパルスf2+を第2軸A2に印加する。次に、タイミングt7に、ワープ勾配w2を第2軸A2に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt9に、リード勾配r1を第1軸A1に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワープ勾配w2を変えつつワープ方向データ数（例えば、128）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256）×ワープ方向データ数（例えば、128）分のデータを収集する。そして、そのデータから第2軸正方向画像を生成する。

【0041】次に、タイミングt10に、RFパルスRαを印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、フローエンコードパルスを印加せず、タイミングt12に、ワープ勾配w2を第2軸A2に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt14に、リード勾配r1を第1軸A1に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数（例えば、256）だけサン  
20 プリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワープ勾配w2を変えつつワープ方向データ数（例えば、256）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256）×ワープ方向データ数（例えば、256）分のデータを収集する。そして、そのデータから基準画像を生成する。

【0042】次に、前記第1軸正方向画像と前記基準画像の差をとり、第1軸流れ情報画像を生成する。また、前記第2軸正方向画像と前記基準画像の差をとり、第2  
30 軸流れ情報画像を生成する。最後に、前記第1軸流れ情報画像と第2軸流れ情報画像とを合成し、合成流れ情報画像を生成する。

【0043】この合成流れ情報画像は、縦方向サイズと横方向サイズが同じ等方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする等方性流れ情報画像である。すなわち、流れの方向による血管抽出能の差がなくなっている。

【0044】なお、上記パルスシーケンスPS3により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間  
40 Tは、

$T = (128 + 128 + 256) \times TR = 512 \cdot TR$   
である。但し、128+128+256は、第1軸流れ情報画像を得るためのワープ方向データ数と第2軸流れ情報画像を得るためのワープ方向データ数と基準画像を得るためのワープ方向データ数。上記スキャン時間Tは、従来のパルスシーケンスPS1により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間と同じである。

#### 【0045】-第3実施例-

50 第3実施例は、この発明の流れ情報のMRIイメージング

17

方法(3次元)およびその方法を実施するMRI装置の実施例である。第3実施例のMRI装置は、第1実施例のMRI装置100と同様の構成である。この発明の流れ情報のMRIイメージング方法(3次元)は、計算機7の制御により実行される。すなわち、計算機7が、第1軸方向にフローエンコードパルスを加え且つ第1軸方向をワーブ方向とし第2軸方向をリード方向とし第3軸をデプス方向としてデータを収集し、第2軸方向にフローエンコードパルスを加え且つ第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワーブ方向とし第3軸をデプス方向としてデータを収集し、第3軸方向にフローエンコードパルスを加え且つ第1軸方向をリード方向とし第2軸方向をワーブ方向とし第3軸をデプス方向とし且つワーブ方向データ数をリード方向データ数と同数に増やしその増やしたワーブ方向データ数に応じてデプス方向データ数を減らしてデータを収集するデータ収集手段として機能する。

【0046】図19は、MRI装置100において3次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスである。このパルスシーケンスPS4では、タイミングt0に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt1に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf1+を第1軸A1に印加する。次に、タイミングt2に、ワーブ勾配w1を第1軸A1に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配d3を第3軸A3に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt4に、リード勾配r2を第2軸A2に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配w1およびデプス勾配d3を変えつつワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第1軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルスf1+の代りに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf1-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第1軸負方向画像を生成する。次に、デプス方向について対応する第1軸正方向画像と第1軸負方向画像の差をとり、デプス方向データ数分の第1軸流れ情報画像を生成する。図20は、これらの第1軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

18

【0047】図19に戻り、タイミングt5に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt6に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf2+を第2軸A2に印加する。次に、タイミングt7に、ワーブ勾配w2を第2軸A2に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配d3を第3軸A3に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt9に、リード勾配r1を第1軸A1に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配w2およびデプス勾配d3を変えつつワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第2軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルスf2+の代りに、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf2-を用い、それ以外は上記と同様にして、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、128)×デプス方向データ数(例えば、64)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第2軸負方向画像を生成する。次に、デプス方向について対応する第2軸正方向画像と第2軸負方向画像の差をとり、デプス方向データ数分の第2軸流れ情報画像を生成する。図21は、これらの第2軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

【0048】図19に戻り、タイミングt10に、RFパルスR $\alpha$ を印加し且つスライス勾配s3を第3軸A3に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミングt11に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルスf3+を第3軸A3に印加する。次に、タイミングt12に、ワーブ勾配w2'を第2軸A2に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配d3'を第3軸A3に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミングt14に、リード勾配r1を第1軸A1に印加して周波数エンコードを行いつつエコーEをリード方向データ数(例えば、256)だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配w2'およびデプス勾配d3'を変えつつワーブ方向データ数(例えば、256)×デプス方向データ数(例えば、32)回だけ繰り返し、リード方向データ数(例えば、256)×ワーブ方向データ数(例えば、256)×デプス方向データ数(例えば、32)分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第3軸正方向画像を生成する。次に、フローエンコードパルスf3+の代り

に、極性が負から正へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス  $f_{3-}$  を用い、それ以外は上記と同様に、リード方向データ数（例えば、256）×ワーブ方向データ数（例えば、256）×デプス方向データ数（例えば、32）分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第3軸負方向画像を生成する。次に、デプス方向について対応する第3軸正方向画像と第3軸負方向画像の差をとり、デプス方向データ数分の第3軸流れ情報画像を生成する。図22は、これらの第3軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

【0049】最後に、デプス方向について対応する第1軸流れ情報画像と第2軸流れ情報画像と第3軸流れ情報画像とを合成し、デプス方向データ数分の合成流れ情報画像を生成する。図23は、これらの合成流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表している。

【0050】なお、上記パルスシーケンス  $PS_4$  により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間  $T$  は、

$$T = 2 \times (128 \times 64 + 128 \times 64 + 256 \times 32) \times TR = 49152 \cdot TR$$

である。但し、 $128 \times 64 + 128 \times 64 + 256 \times 32$  は、第1軸流れ情報画像を得るためのワーブ方向データ数×デプス方向データ数と第2軸流れ情報画像を得るためのワーブ方向データ数×デプス方向データ数と第3軸流れ情報画像を得るためのワーブ方向データ数×デプス方向データ数。上記スキャン時間  $T$  は、従来のパルスシーケンス  $PS_5$  により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間と同じである。

#### 【0051】—第3実施例の変形例—

図24は、MRI装置100において3次元PCアンジオグラフィーを得る別のパルスシーケンスである。このパルスシーケンス  $PS_5$  では、タイミング  $t_0$  に、RFパルス  $R_\alpha$  を印加し且つスライス勾配  $s_3$  を第3軸  $A_3$  に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミング  $t_1$  に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス  $f_{1+}$  を第1軸  $A_1$  に印加する。次に、タイミング  $t_2$  に、ワーブ勾配  $w_1$  を第1軸  $A_1$  に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配  $d_3$  を第3軸  $A_3$  に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミング  $t_4$  に、リード勾配  $r_2$  を第2軸  $A_2$  に印加して周波数エンコードを行いつつエコー  $E$  をリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配  $w_1$  およびデプス勾配  $d_3$  を変えつつワーブ方向データ数（例えば、128）×デプス方向データ数（例えば、64）回だけ繰り返す、リード方向データ数（例えば、256）×ワーブ方向データ数（例えば、128）×デプス方向データ数（例えば、64）分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第3軸正方向画像を生成する。

ブス方向データ数分の第1軸正方向画像を生成する。

【0052】次に、タイミング  $t_5$  に、RFパルス  $R_\alpha$  を印加し且つスライス勾配  $s_3$  を第3軸  $A_3$  に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミング  $t_6$  に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス  $f_{2+}$  を第2軸  $A_2$  に印加する。次に、タイミング  $t_7$  に、ワーブ勾配  $w_2$  を第2軸  $A_2$  に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配  $d_3$  を第3軸  $A_3$  に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミング  $t_9$  に、リード勾配  $r_1$  を第1軸  $A_1$  に印加して周波数エンコードを行いつつエコー  $E$  をリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配  $w_2$  およびデプス勾配  $d_3$  を変えつつワーブ方向データ数（例えば、128）×デプス方向データ数（例えば、64）回だけ繰り返す、リード方向データ数（例えば、256）×ワーブ方向データ数（例えば、128）×デプス方向データ数（例えば、64）分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第2軸正方向画像を生成する。

【0053】次に、タイミング  $t_{10}$  に、RFパルス  $R_\alpha$  を印加し且つスライス勾配  $s_3$  を第3軸  $A_3$  に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、タイミング  $t_{11}$  に、極性が正から負へ反転するバイポーラパルスのフローエンコードパルス  $f_{3+}$  を第3軸  $A_3$  に印加する。次に、タイミング  $t_{12}$  に、ワーブ勾配  $w_2'$  を第2軸  $A_2$  に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配  $d_3'$  を第3軸  $A_3$  に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミング  $t_{14}$  に、リード勾配  $r_1$  を第1軸  $A_1$  に印加して周波数エンコードを行いつつエコー  $E$  をリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数分のデータを収集する。これをワーブ勾配  $w_2'$  およびデプス勾配  $d_3'$  を変えつつワーブ方向データ数（例えば、256）×デプス方向データ数（例えば、32）回だけ繰り返す、リード方向データ数（例えば、256）×ワーブ方向データ数（例えば、256）×デプス方向データ数（例えば、32）分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の第3軸正方向画像を生成する。

【0054】次に、タイミング  $t_{15}$  に、RFパルス  $R_\alpha$  を印加し且つスライス勾配  $s_3$  を第3軸  $A_3$  に印加し、スライス領域内のプロトンを励起する。次に、フローエンコードパルスを印加せず、タイミング  $t_{17}$  に、ワーブ勾配  $w_2'$  を第2軸  $A_2$  に印加して位相エンコードを行う。同時に、デプス勾配  $d_3$  を第3軸  $A_3$  に印加して位相エンコードを行う。次に、タイミング  $t_{19}$  に、リード勾配  $r_1$  を第1軸  $A_1$  に印加して周波数エンコードを行いつつエコー  $E$  をリード方向データ数（例えば、256）だけサンプリングし、リード方向データ数

分のデータを収集する。これをワーブ勾配 $w2'$ およびデプス勾配 $d3$ を変えつつワーブ方向データ数（例えば、256）×デプス方向データ数（例えば、64）回だけ繰り返し、リード方向データ数（例えば、256）×ワーブ方向データ数（例えば、256）×デプス方向データ数（例えば、64）分のデータを収集する。そして、そのデータからデプス方向データ数分の基準画像を生成する。

【0055】次に、前記第1軸正方向画像と前記基準画像の差をとり、第1軸流れ情報画像を生成する。また、前記第2軸正方向画像と前記基準画像の差をとり、第2軸流れ情報画像を生成する。また、前記第3軸正方向画像と前記基準画像の差をとり、第3軸流れ情報画像を生成する。最後に、デプス方向について対応する第1軸流れ情報画像と第2軸流れ情報画像と第3軸流れ情報画像とを合成し、デプス方向データ数分の合成流れ情報画像を生成する。この合成流れ情報画像は、縦方向サイズと横方向サイズが同じ等方性画素から構成され且つ流れ情報を画素値とする等方性流れ情報画像である。すなわち、流れの方向による血管抽出能の差がなくなっている。

【0056】なお、上記パルスシーケンス $PS5$ により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間 $T$ は、

$$T = (128 \times 64 + 128 \times 64 + 256 \times 32 + 256 \times 64) \times TR = 40960 \cdot TR$$

である。但し、 $128 \times 64 + 128 \times 64 + 256 \times 32 + 256 \times 64$ は、第1軸流れ情報画像を得るためのワーブ方向データ数×デプス方向データ数と第2軸流れ情報画像を得るためのワーブ方向データ数×デプス方向データ数と第3軸流れ情報画像を得るためのワーブ方向データ数×デプス方向データ数と基準画像を得るためのワーブ方向データ数×デプス方向データ数。上記スキャン時間 $T$ は、従来のパルスシーケンス $PS4$ により全てのデータを収集するのに必要なスキャン時間より短くなる。

【0057】

【発明の効果】この発明の異方性流れ情報画像の処理方法およびMRI装置によれば、異方性流れ情報画像における縦方向と横方向の分解能の差が画像処理演算により均されるため、流れの方向による血管抽出能の差を小さくすることが出来る。また、この発明の流れ情報のMRIイメージング方法およびMRI装置によれば、常に血管の径方向の分解能が高くなるため、流れの方向による血管抽出能の差を小さくすることが出来る。さらに、スキャン時間の延長を抑制することが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例のMRI装置を示すブロック図である。

【図2】第1実施例における2次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスの例示図である。

【図3】被検体と血流の例示図である。

【図4】第1軸流れ情報画像の例示図である。

【図5】第2軸流れ情報画像の例示図である。

【図6】第1実施例における画像処理演算前の合成流れ情報画像の例示図である。

【図7】縦方向を強調する線検出テンプレートの例示図である。

【図8】第1実施例における画像処理演算後の合成流れ情報画像の例示図である。

【図9】図5の第2軸流れ情報画像を図7のテンプレートにより処理した後の第2軸流れ情報画像の例示図である。

【図10】第1実施例における合成流れ情報画像の別の例示図である。

【図11】縦方向を強調する線検出テンプレートの別の例示図である。

【図12】第2実施例における2次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスの例示図である。

【図13】被検体と血流の別の例示図である。

【図14】第1軸流れ情報画像の例示図である。

【図15】被検体と血流のさらに別の例示図である。

【図16】第2軸流れ情報画像の例示図である。

【図17】第2実施例における合成流れ情報画像の別の例示図である。

【図18】第2実施例における2次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスの変形例の例示図である。

【図19】第3実施例における3次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスの例示図である。

【図20】第3実施例における第1軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表す模式図である。

【図21】第3実施例における第2軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表す模式図である。

【図22】第3実施例における第3軸流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表す模式図である。

【図23】第3実施例における合成流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表す模式図である。

【図24】第3実施例における3次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスの変形例の例示図である。

【図25】従来の2次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスの例示図である。

【図26】被検体と血流の例示図である。

【図27】第1軸流れ情報画像の例示図である。

【図28】第2軸流れ情報画像の例示図である。

【図29】従来の合成流れ情報画像の例示図である。

【図30】従来の3次元PCアンジオグラフィーを得るパルスシーケンスの例示図である。

【図31】従来の流れ情報画像を構成するボクセルの集まりを表す模式図である。

【符号の説明】

100

6

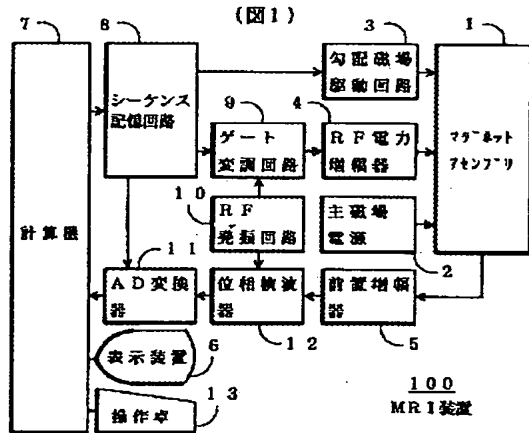
7

MRI装置

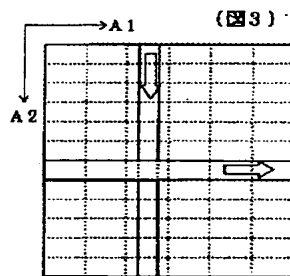
表示装置

計算機

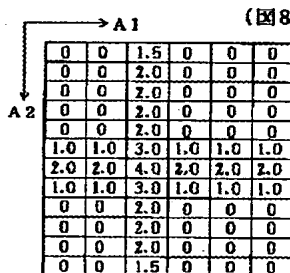
【図1】



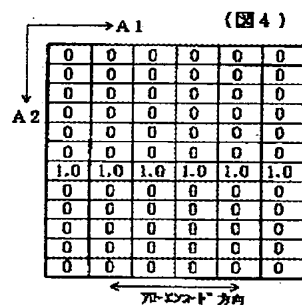
【図3】



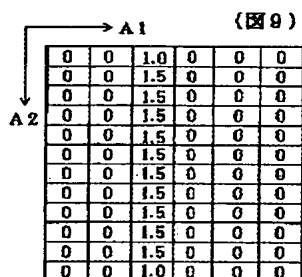
【図8】



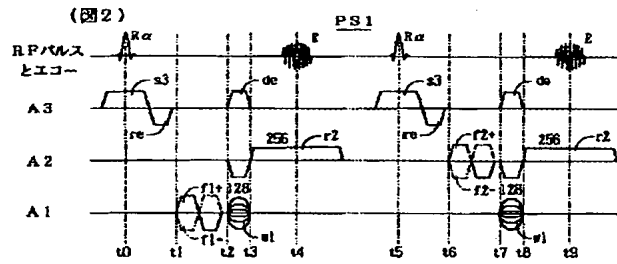
【図4】



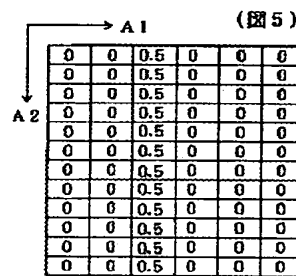
【図9】



【図2】



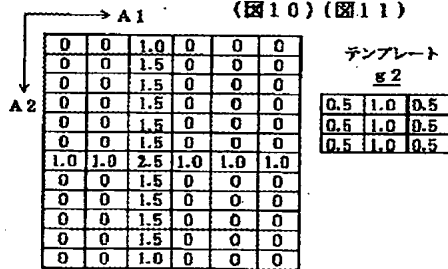
【図5】



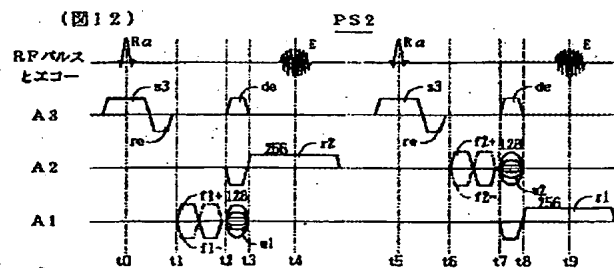
【図10】

【図11】

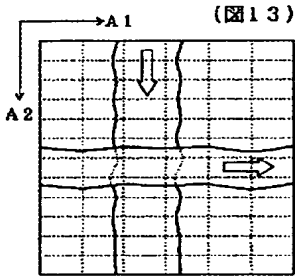
【図10】(図11)



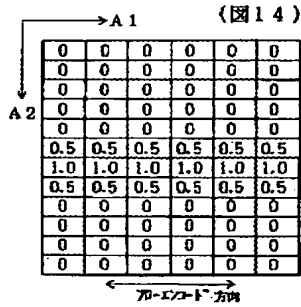
【図12】



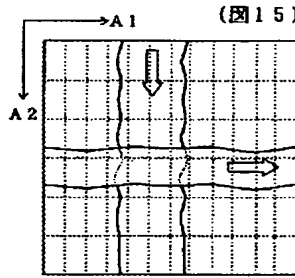
【図13】



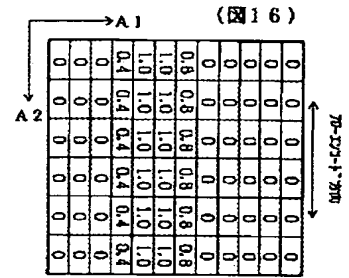
【図14】



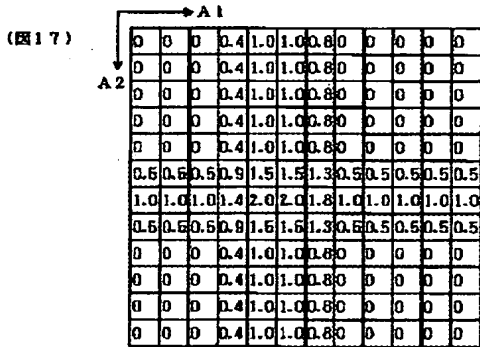
【図15】



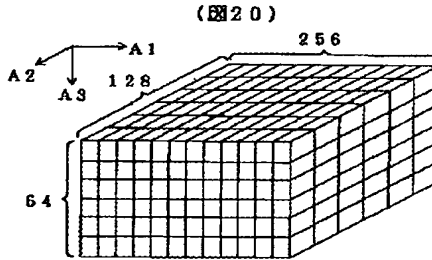
【図16】



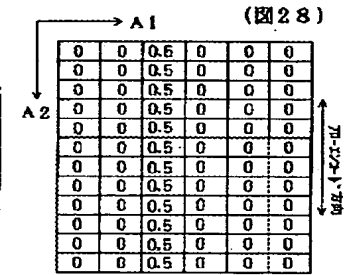
【図17】



【図20】

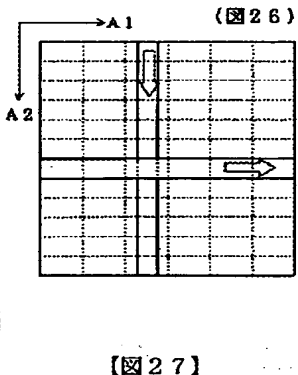
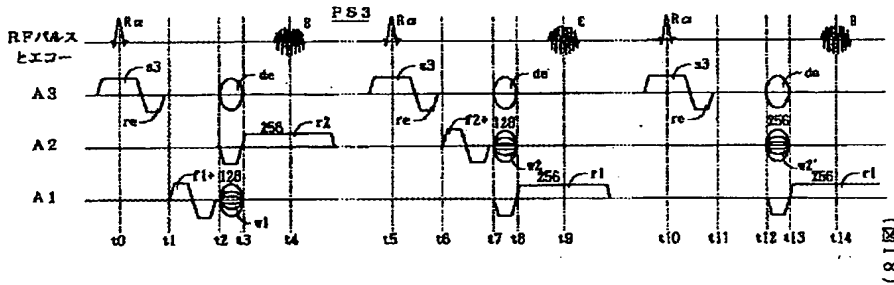


【図28】



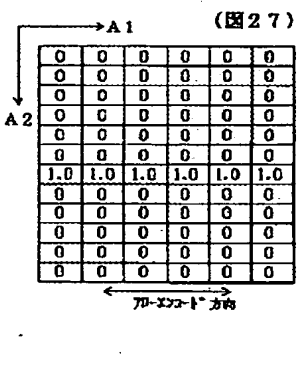
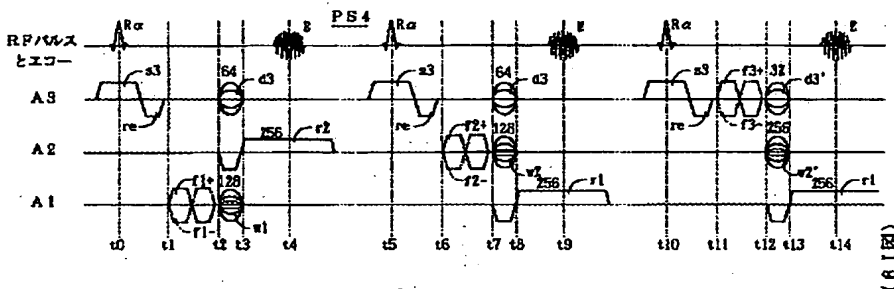
【図26】

【図18】



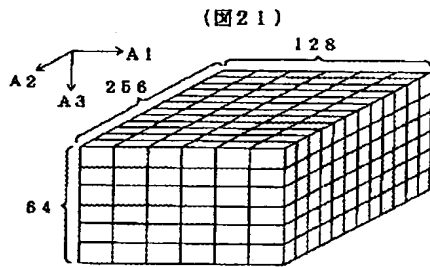
【図27】

【図19】

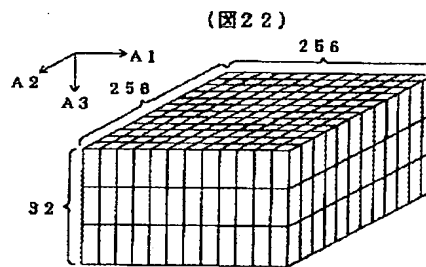




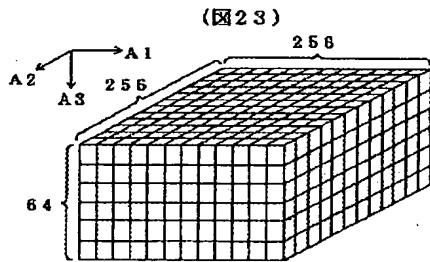
【図21】



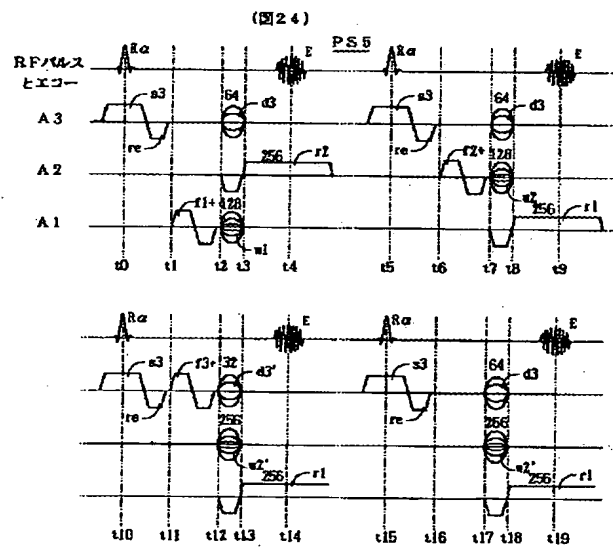
【図22】



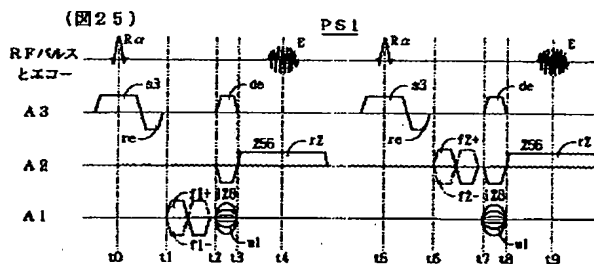
【図23】



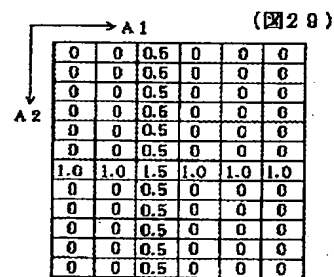
【図24】



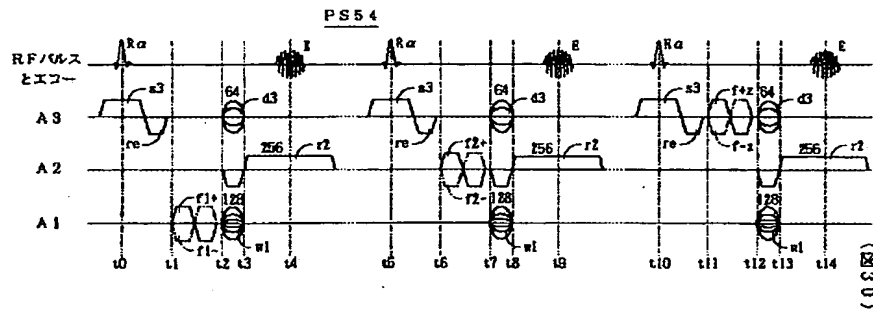
【図25】



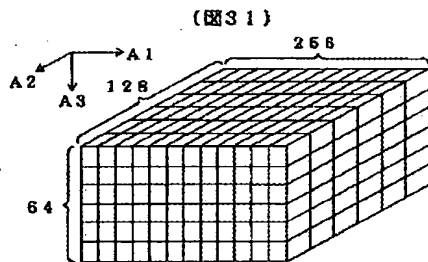
【図29】



【図 30】



【図 31】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 6

G 0 6 T 5/00

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

G 0 6 F 15/68

3 1 0 J

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**